

PCT/JP00/05902

日本国特許庁
PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

30.08.00
10/018676
REC'D 26 OCT 2000
WIPO PCT

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office. **EACU**

出願年月日
Date of Application:

1999年11月24日

出願番号
Application Number:

平成11年特許願第332842号

出願人
Applicant(s):

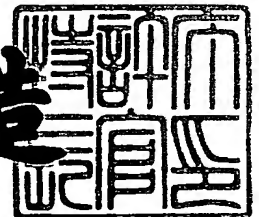
株式会社エム・アイ・ラボ

PRIORITY
DOCUMENT
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2000年10月 6日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

及川耕造



出証番号 出証特2000-3080909

【書類名】 特許願

【整理番号】 T991111241

【提出日】 平成11年11月24日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 05/022

【発明者】

 【住所又は居所】 東京都大田区東雪谷 3 - 2 5 - 8

 【氏名】 高島 充

【特許出願人】

 【識別番号】 599096020

 【住所又は居所】 東京都大田区東雪谷 3 - 2 5 - 8

 【氏名又は名称】 高島 充

 【電話番号】 03-3728-0870

【代理人】

 【識別番号】 100062834

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 高橋光男

 【電話番号】 03-3443-4511

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 081711

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】

明細書

【発明の名称】

密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

気密性を有する柔軟なゴム、プラスチック、布等で製作されたシート状空気袋と、
該空気袋の中の空気圧を検出し電気信号に変換する無指向性マイクロホン又は圧力センサとよりなる密閉空気式音センサ、
該密閉空気式音センサのシート状空気袋内に空気の残留がある状態においてシート状空気袋の上に直にまたは寝具等を介して人体が乗った状態における空気袋の中の空気圧を無指向性マイクロホン又は圧力センサにより検出することにより、人体の呼吸、心拍数（心拍周期）、セキやイビキを含む体動等の生体情報を計測するようにした密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置。

【請求項 2】

気密性を有する金属、ゴム、プラスチック、木材等で製作された内部容積の変動可能な密閉キャビネットと、
該密閉キャビネットの中の空気圧を検出し電気信号に変換する無指向性マイクロホン又は圧力センサとよりなる密閉空気式音センサ、
該密閉空気式音センサの密閉キャビネット内に空気の残留がある状態において密閉キャビネットの上に直にまたは寝具等を介して人体が乗った状態における密閉キャビネットの中の空気圧を無指向性マイクロホン又は圧力センサにより検出することにより、人体の呼吸、心拍数（心拍周期）、セキやイビキを含む体動等の生体情報を計測するようにした密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 記載の空気袋又は密閉キャビネットの中の空気圧を検出し電気信号に変換する無指向性マイクロホン又は圧力センサが、空気袋又は密閉キャビネットの内部に装着された密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置。

【請求項 4】

請求項 1 又は請求項 2 記載の空気袋又は密閉キャビネットの中の空気圧を検出し電気信号に変換する無指向性マイクロホン又は圧力センサは空気袋又は密閉キャビネットに接続されたホースの端部に装着された密閉空気式音センサ使用した生体情報収集装置。

【請求項 5】

請求項 2 記載の密閉キャビネットの内部に空隙を保った状態でバネ材を配置する共に、空気袋又は密閉キャビネットに微小ピンホールを設けて、空気圧を検出し電気信号に変換する無指向性マイクロホン又は圧力センサへの影響が最小限になるようなエアリーク対策を施した密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置。

【請求項 6】

気密性を有する柔軟なシート状ゴム、プラスチック、布等で製作され複数個の空気室よりなる空気袋と、
該空気袋の中の複数個の各空気室の空気圧を検出し電気信号に変換する複数個の無指向性マイクロホン又は圧力センサとよりなる密閉空気式音センサ、
該密閉空気式音センサの空気袋の複数個の空気室に空気の残留がある状態において空気袋の上に、直にまたは寝具等を介して人体が乗った状態における空気袋の複数個の空気室の空気圧を複数個の無指向性マイクロホン又は圧力センサにより検出することにより、人体の呼吸、心拍数（心拍周期）、セキやイビキを含む体動等の生体情報を計測するようにした密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置。

【請求項 7】

気密性を有する金属、ゴム、プラスチック、木材等で製作された内部容積の変動可能な複数の密閉キャビネットと、
該複数の密閉キャビネットの中の空気圧を検出し電気信号に変換する複数の無指向性マイクロホン又は圧力センサとよりなる密閉空気式音センサ、
該密閉空気式音センサの複数の密閉キャビネット内に空気の残留がある状態において密閉キャビネットの上に直にまたは寝具等を介して人体が乗った状態における密閉キャビネットの中の空気圧を複数の無指向性マイクロホン又は圧力センサ

により検出することにより、人体の呼吸、心拍数（心拍周期）、セキやイビキを含む体動等の生体情報を計測するようにした密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置。

【請求項 8】

請求項 6 又は請求項 7 記載の複数個の無指向性マイクロホン又は圧力センサが、空気袋の複数個の空気室又は複数の密閉キャビネットの内部に装着された密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置。

【請求項 9】

請求項 6 又は請求項 7 記載記載の複数個の無指向性マイクロホン又は圧力センサは空気袋の複数個の空気室又は複数の密閉キャビネットに接続されたホースの端部に装着された密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置。

【請求項 10】

請求項 6 乃至請求項 9 記載の複数個の無指向性マイクロホン又は圧力センサの出力の中から、生体情報に関連した特徴的周波数成分の最大の信号を選択して生体情報として使用するようにした密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は空気袋又は内部容積の変動可能な密閉キャビネットに装着した音センサを使用して、心拍数、呼吸数、セキやイビキを含む体動等の生体情報を収集する密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置に関する。

本発明は、人体に電極やリード線、その他の観察、計測器具類を取り付けることなく、生体情報を収集出来る装置を提供することが出来る。

【0002】

【従来技術】

従来の心拍数、呼吸数、体動などの生体情報を収集する装置は、人体に各種の情報検出用の電極を取り付けて、この電極で検出された信号をリード線を介して計測装置に送信することにより人体の生体情報を収集するようにしたものが多く

使用されている。

このような従来の装置では、人体に情報検出用の電極を取り付けるために、使用中に電極の位置がずれて信号が変化したり、収集リード線が電極の交差点や寝具の折り目で、断線しやすく、商用電源を用いている場合、万一生体と接触すると感電する危険性がある。又、リード線がアンテナとなって外来電磁波ノイズを非常に受けやすいという種々の課題を有していた。

【 0 0 0 3 】

従来のこの種の生体信号検出装置の問題を解決する方法として、特開平 1 0 - 1 4 8 8 9 号公報に記載された装置が提案されている。

この装置は、第 1 の電極と生体間に形成される第 1 の静電容量と、第 2 の電極と前記生体間に形成される第 2 の静電容量との直列接続静電容量に基づき生体の振動信号を測定する体動測定手段と、第 1 または第 2 の電極と第 3 の電極により生体の自重に伴う体圧信号を測定する体圧測定手段とを備え、さらに体動測定手段および体圧測定手段の出力によって、直接生体に測定電極を貼り付けずに生体の体重、心拍数、呼吸数、活動量、生命状態などの特徴量を算出する算出手段を備えたものである。

【 0 0 0 4 】

【発明が解決しようとする課題】

従来の直接生体に電極を貼り付けリード線を介して行われる呼吸、心拍数モニタなどの生体情報収集装置では長時間にわたり正確な情報が収集出来ないだけでなく、電極固定器具類やリード線などのために人体の自由が損なわれ、寝返りをうつことさえ制限される。

又、これらの問題の解決のために提案された、特開平 1 0 - 1 4 8 8 9 号公報に記載の装置は、生体の振動信号の検出に静電容量型センサを、又生体の自重に伴う体圧信号の検出に感圧素子を使用したものである。

一般に静電容量型センサは温度特性が悪く、直流に近い低周波域で信号が変動する。また感圧型センサは、クリープ特性などを有し、応答速度が遅い。つまり絶対圧の測定精度が悪く、動的な高周波信号を捉えることが出来ない。感圧型センサとしてひずみ抵抗素子を用いる方法もあるが、設置条件や温度などの環境に

よって出力信号が大きく左右される。結果的にこれまで生体信号センサは、使用者自らが測定開始の都度ゼロ点調節やゲイン調節をするか、センサの設置環境を安定させるための保護装置を別途設けるか、オンオフスイッチとしてののみ使うなどの制約を受けるという課題を有してる。

【0005】

【課題を解決するための手段】

本発明は、気密性を有する柔軟なゴム、プラスチック、布等で製作されたシート状空気袋、又は内部容積の変動可能な密閉キャビネットの中の空気圧を検出し電気信号に変換する無指向性マイクロホン又は圧力センサよりなる密閉空気式音センサを使用し、密閉空気式音センサのシート状空気袋又は密閉キャビネット内に空気の残留がある状態において密閉空気式音センサの上に、直にまたは寝具等を介して人体が乗った状態における空気圧を無指向性マイクロホン又は圧力センサにより検出することにより、人体の呼吸、心拍数（心拍周期）、セキやイビキを含む体動等の生体情報を、人体の自由を損なうこと無く計測出来るようにした生体情報収集装置を実現することにより、従来装置の問題を解決したものである。

本発明の生体情報収集装置では、空気圧に反応する圧力センサーにより生体信号を測定するようにしたために、外来電磁波、振動ノイズ等を受けにくくなる。このために、従来の容量式のセンサー等を使用した測定装置に比べて生体信号を長時間にわたり正確に測定することができるので病院における入院患者の遠隔監視等に最適である。

【0006】

【発明の実施の形態】

【実施例】

図1は、本発明に使用される密閉空気式音センサの一実施例の構成を示す図である。

図1の（a）は、音センサを空気袋の内部に設けた例を示し、（b）は音センサを空気袋の外部に設けた例を示す。

図1の（a）において、10は気密性を有する柔軟なゴム、プラスチック、布

等で製作された空気袋である。20は無指向性マイクロホン又は圧力センサで、30はその信号を送出するリード線である。

空気袋10の内部には、空気が密封され、無指向性マイクロホン又は圧力センサ20は空気袋10の内部に装着されそのリード線30が空気袋10の外部に導出されている。

【0007】

空気袋10の内部には、空気が密封されており、その空気圧は無指向性マイクロホン又は圧力センサ20により検出されリード線30を通して外部の受信装置に伝達される。

図1の(b)において、10は気密性を有し柔軟なゴム、プラスチック、布等で製作された空気袋である。41、42はそれぞれ空気袋10に接続されたホースである。21、22はそれぞれ無指向性マイクロホン又は圧力センサで、31、32はその信号を送出するリード線である。

ホース41、42の端部にはそれぞれ無指向性マイクロホン又は圧力センサ21、22が装着されている。

空気袋10の内部には、空気が密封されており、その空気圧はホース41、42を通して無指向性マイクロホン又は圧力センサ21、22に伝達される。無指向性マイクロホン又は圧力センサ21、22は空気袋10の内部の圧力を電気信号に変換してそれぞれリード線31、32を通して受信装置に伝送する。

【0008】

図2は、本発明に使用される複数の空気室を持った密閉空気式音センサの実施例を示す説明図である。

図2の(a)は、音センサを空気袋の内部に設けた例を示し、(b)は音センサを空気袋の外部に設けた例を示す。

図2の(a)において、10は気密性を有し柔軟なゴム、プラスチック、布等で製作された空気袋である。空気袋10は複数個の独立した空気室11～18によって構成されている。

21～28は、それぞれ無指向性マイクロホン又は圧力センサで、31～38はその信号を送出するリード線である。

【0009】

空気袋 10 の空気室 11 ～ 18 の内部には、それぞれ空気が密封され、各空気室には無指向性マイクロホン又は圧力センサ 21 ～ 28 がその内部に装着されそのリード線 31 ～ 38 が各空気室の外部に導出されている。無指向性マイクロホン又は圧力センサ 21 ～ 28 は、それぞれ空気室 11 ～ 18 の内部の圧力を電気信号に変換してそれぞれリード線 31 ～ 38 を通して受信装置に伝送する。

図 2 の (b) において、10 は気密性を有し柔軟なゴム、プラスチック、布等で製作された空気袋である。空気袋 10 は複数の独立した空気室 11, 12, 13, 14 によって構成されている。41, 42, 43, 44 はそれぞれ空気袋 10 の空気室 11, 12, 13, 14 に接続されたホースである。21, 22, 23, 24 はそれぞれ無指向性マイクロホン又は圧力センサで、31, 32, 33, 34 はその信号を送出するリード線である。ホース 41 ～ 43 の端部にはそれぞれ無指向性マイクロホン又は圧力センサ 21 ～ 24 が装着されている。

【0010】

空気袋 10 の空気室 11 ～ 14 の内部には、空気が密封されており、その空気圧はホース 41 ～ 44 を通して無指向性マイクロホン又は圧力センサ 31 ～ 34 に伝達される。無指向性マイクロホン又は圧力センサ 21 ～ 24 は、それぞれ空気室 11 ～ 14 の内部の圧力を電気信号に変換してそれぞれリード線 31 ～ 34 を通して受信装置に伝送する。

図 2 の実施例では、空気袋 10 に複数の独立した複数の空気室を設け、各空気室にそれぞれ独自の無指向性マイクロホン又は圧力センサを設けているために、各空気室の信号の中の生体情報に関連した特徴的周波数成分の最大の信号を選択することにより、生体情報収集されている人が寝返り等により体の位置が変わった場合にも、常に正確で確実な生体情報の収集を行うことが出来る。

【0011】

図 3 は、本発明に使用される、内部容積の変動可能な密閉キャビネットを使用した密閉空気式音センサの実施例を示す説明図である。

図 3 の (a) は、内部容積の変動可能な密閉キャビネットの構成を示す説明図で

、(b)はその断面図である。

図3の(a)(b)において、10は気密性を有し金属、ゴム、プラスチック、木材等で製作された内部容積の変動可能な密閉キャビネットである。SPは密閉キャビネット10の内部の空隙を保つためのバネ材である。41は密閉キャビネット10に接続されたホースである。21は無指向性マイクロホン又は圧力センサで、31はその信号を送出するリード線である。

【0012】

バネ材SPの配置の状態を、図3の(b)の断面図により説明する。図2の(b)は、図3の(a)のA-A'面の断面を示したもので、その(1)，(2)，(3)，(4)は、それぞれ異なった構造のバネ材を使用した例を示している。

図3の(b)の(1)は、密閉キャビネット10の内部を通気性を持った連続発泡スポンジのバネ材SPにより充填して、密閉キャビネット10の内部の空隙を支持した例を示したものである。この場合、キャビネット10の側面の材質を柔らかくして、発泡スポンジのバネ材SPの形状が変化した時に、側面が可動し易くしてある。

図3の(b)の(2)は、密閉キャビネット10の内部の一部を独立発泡スポンジSP1，SP2，SP3により支持して、密閉キャビネット10の内部の空隙を支持した例を示す。

図3の(b)の(3)は、密閉キャビネット10の内部に複数個のバネSP4，SP5，SP6を配置して、密閉キャビネット10の内部の空隙を支持した例を示す。

【0013】

図3の(b)の(4)は、密閉キャビネット10の表面材料の形状によってキャビネット自体にバネ性を持たせて密閉キャビネット10の内部の空隙を支持すると同時に、複数個の空気室に分割した例を示す。

21は無指向性マイクロホン又は圧力センサで、31はその信号を送出するリード線である。41は密閉キャビネット10に接続されたホースである。

ホース41の端部には無指向性マイクロホン又は圧力センサ21が装着されてい

る。

密閉キャビネット 10 の内部には、空気が密封されており、その空気圧はホース 41 を通して無指向性マイクロホン又は圧力センサ 21 に伝達される。無指向性マイクロホン又は圧力センサ 21 は密閉キャビネット 10 の内部の圧力を電気信号に変換してそれぞれリード線 31 を通して受信装置に伝送する。

密閉キャビネット 10 には微小ピンホールを設けることにより空気圧を検出し電気信号に変換する無指向性マイクロホン又は圧力センサ 20 への影響が最小限になるようなエアリーク対策が施されている。

【0014】

図 4 は、本発明の密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置の使用状態を示す図である。

図 4 において、60 は生体情報を収集される人が使用するベットである。50 は生体情報収集して処理する情報処理装置である。10 は、図 1 又は 2 に示した構成を有する密閉空気式音センサである。30 は密閉空気式音センサの検出信号を伝達するリード線である。70 は生体情報を収集される人、80 は生体情報を収集される人が使用する枕である。

病院等で入院患者の遠隔監視のために、患者の脈拍数、呼吸数等の生体情報の収集を行う場合には、長時間の測定を行うことが必要なために、生体情報を収集される人 70 は、ベット 60 に枕 80 を使用して寝た状態で測定が行われる。この場合、生体情報を収集用の密閉空気式音センサ 10 は、生体情報を収集される人 70 の体重の一番かかる背中の方に置かれ、生体情報を収集される人 70 は密閉空気式音センサ 10 の上に乗った状態をとる。

【0015】

生体情報を収集される人 70 の呼吸、心臓の拍動といった不随意の機械的な動きや、寝返りなどの無意識な体動の不随意の機械的な動きが、密閉空気式音センサ 10 の内部に密封された空気を介して無指向性マイクロホン又は圧力センサに伝えられ、電気信号に変換されてる。

密閉空気式音センサ 10 により検出された電気信号は、リード線 30 を通して情報処理装置 50 に加えられ、情報処理装置 50 において生体情報の処理や監視

が行われる。

本発明の密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置はヘッド上に横になった人の行動を一切制限しない状態で、これら呼吸、心臓の拍動、セキやイビキを含む体動を総括的に畳重信号として捕え、振幅による体動時間の選別と分析、周波数による呼吸、心臓の拍動の選別と分析を行うことが出来るので、病院等での入院患者の遠隔監視に最適である。

【 0 0 1 6 】

本発明の生体情報収集装置に使用される密閉空気式音センサ 1 0 により検出される生体情報には、人体には呼吸、心臓の拍動といった不随意の機械的な動きがある。また、寝返りなどの無意識な体動も不随意の機械的な動きもあり、睡眠時ではこの無意識での体動も覚醒レベルとして重要な情報である。

病院等での入院患者の遠隔監視においては、患者の脈拍数、呼吸数等の生体情報の状態から患者が睡眠に入ったことを自動検知して、病室の電灯を消灯したり、テレビを消したり、ラジオの音量を調節するような操作が可能になる。

また本発明の装置を寝具や椅子、カーペット、浴槽、便座など生体が接する生活用品に組み込むことで生体自身に何ら違和感を与えることなく健康状態の判定を行うことも可能になる。一般的な日中活動の人は、朝方 6 時前後の睡眠時で人体深部温度が最低となることが知られており、活動に左右されない本質的な生体情報が得られ、風邪や女性性周期ホルモン変化などの代謝情報に関連付けることができる。

【 0 0 1 7 】

図 5 は、密閉空気式音センサ 1 0 の無指向性マイクロホンの出力信号の一例を示したものである。

図 5 の横軸は時間 (S e c) で、縦軸は出力信号のレベル (V) を示している。図 5 の中で、出力信号のレベルが大きく変動している部分は、生体情報を収集される人 7 0 の寝返りなどの無意識な体動の不随意の機械的な動き B M T を示している。又、出力信号のレベルが安定して小さく変動している部分は、生体情報を収集される人 7 0 の呼吸、心臓の拍動といった不随意の機械的な動きを示している。

【 0 0 1 8 】

図 6 は、図 5 に示した密閉空気式音センサ 1 0 の無指向性マイクロホンの出力信号の中の、レベルが安定して小さく変動している部分（図 5 の丸で囲んだ部分）の信号を拡大した信号 S 1 と、同じ部分の信号を微分した信号 S 2 とを示したものである。

密閉空気式音センサ 1 0 の無指向性マイクロホンの出力信号を微分した信号 S 2 の波形の高レベルの周期的信号は心拍周期を示しており、又、高レベルの周期的信号と中レベルの周期的信号との間は左心室駆出時間を示している。

このように、密閉空気式音センサ 1 0 の無指向性マイクロホンの出力信号から各種の生体情報を長時間にわたり連続的に得ることが出来る。

【 0 0 1 9 】

図 7 は、密閉空気式音センサ 1 0 の出力信号を処理して各種の生体情報を得るための信号処理回路の一例を示すブロック線図である。図 7 の信号処理回路は、図 3 の情報処理装置 5 0 の中の一部である。

図 7 において、P T は密閉空気式音センサ 1 0 の無指向性マイクロホンで、図 5 に示すような信号を出力する。

L V はレベル検出回路で、無指向性マイクロホン P T 出力が所定レベルを越えたときにパルス A を出力する。L P はローパスフィルターで、無指向性マイクロホン P T の出力信号の高い周波数成分を除去する。D F は微分増幅器で無指向性マイクロホン P T の出力信号を微分した、図 6 の S 2 に示すような信号を出力する。

D T 1, D T 2, D T 3 は、最大値検出器で、これに加えられる信号の最大値を検出する毎に正極性のパルスを出力する。

【 0 0 2 0 】

C U 1, C U 2, C U 3 は、カウンタでこれに加えられるパルスを計数し、設定された値になると出力信号を発生する。T M 1, T M 2, T M 3, T M 4 はそれぞれタイマーで、そのスタート端子に信号が加えられてから、ストップ端子に信号が加えられるまでの時間を計測しその結果を出力端子に出力する。D V は減衰器で、これに加えられる信号 t を $1/n$ に減衰して出力する。S W 1 はスイッ

チ、M 1 はメモリーである。

無指向性マイクロホン P T の出力信号は、レベル検出回路 L V，ローパスフィルター L P，微分増幅器 D F に加えられる。

レベル検出回路 L V から出力されるパルスはタイマー T M 1 にスタート信号として供給され、又、カウンタ C U 1 に加えられる。

【 0 0 2 1 】

カウンタ C U 1 は、レベル検出回路 L V から出力されるパルス A を受ける毎に異なった極性のパルスを出力するもので、レベル検出回路 L V から最初のパルスを受けたときに、負極性のパルスを次のパルスを受けたときに、正極性のパルスを出力するように動作するプリセットカウンタである。

タイマー T M 1 は、レベル検出回路 L V より正極性パルスを受けてから、カウンタ C U 1 より正極性パルスを受けるまでの時間を測定し、その測定値を体動時間 B M T として出力する。

ローパスフィルター L P の出力は最大値検出器 D T 1 に加えられ、D T 1 から出力されるパルスは、タイマー T M 2 にスタート信号として供給され、又、カウンタ C U 2 に加えられる。

タイマー T M 2 は、最大値検出器 D T より正極性パルス A を受けてから、カウンタ C U 2 より正極性パルス F を受けるまでの時間を測定し、その測定値を呼吸周期 R P として出力する。

【 0 0 2 2 】

微分増幅器 D F の出力信号は、最大値検出器 D T 2 に接続されている。

最大値検出器 D T 2 から出力されるパルスは、タイマー T M 3 にスタート信号として供給され、又、カウンタ C U 3 に加えられる。タイマー T M 3 は、最大値検出器 D T 2 より正極性パルスを受けてから、カウンタ C U 3 より正極性パルスを受けるまでの時間を測定し、その測定値を心拍周期 R R として出力する。

タイマー T M 4 は、最大値検出器 D T 2 から出力されたパルスでスタートし、タイマー T M 3 で計測され、メモリーされた 1 心拍前の心拍周期 R R の $1/n$ の時間だけ、スイッチ S W 1 を O N とし、大動脈弁閉塞音のみを最大値検出器 D T 3 で検出し、タイマー T M 4 のストップ信号として加え、その測定値を左心室駆出

時間 E T として出力する。

【 0 0 2 3 】

次に、上述のように構成された図 6 の回路の動作を説明すると次の通りである。

無指向性マイクロホン P T からは、図 5 又は、図 6 の S 1 に示すような、生体情報の電気信号が出力される。この信号は、生体情報を収集される人 7 0 の呼吸、心臓の拍動といった不随意の機械的な動きを示している。

レベル検出回路 L V は、無指向性マイクロホン P T の出力の電気信号が所定レベルを越えたときに、即ち生体情報を収集される人 7 0 に体動が起きると、パルス A を出力し、これをタイマー T M 1 に供給する。これに応じてタイマー T M 1 は体動時間 B M T の測定を開始する。

タイマー T M 1 は、レベル検出回路 L V よりパルス A を受けてから、カウンタ C U 1 よりパルス B を受けるまでの時間、すなわち図 5 に示す生体情報を収集される人 7 0 の体動時間 B M T を測定しその測定値を出力する。

【 0 0 2 4 】

無指向性マイクロホン P T の出力の電気信号の中の体動等に伴う高い周波数成分はローパスフィルター L P により除去され、その最大値、生体情報を収集される人 7 0 呼吸に伴う体動が最大値検出器 D T 1 により検出されパルス A が出力される。

タイマー T M 2 は最大値検出器 D T 1 よりパルス A を受けてから、カウンタ C U 2 よりパルス B を受けるまでの時間、すなわち図 4 に示す呼吸周期 R P を測定し、その測定値を出力する。

無指向性マイクロホン P T の出力の電気信号は微分増幅器 D F により微分され、図 6 の S 2 に示すような信号に変換され、最大値検出器 D T 2 によりその最大値が検出される。

【 0 0 2 5 】

タイマー T M 3 は、最大値検出器 D T 2 よりパルス A を受けてから、カウンタ C U 3 よりパルス B を受けるまでの時間、すなわち図 5 に示す心拍周期 R R を測定し、その測定値を出力する。

又、タイマー T M 4 は、最大値検出器 D T 2 よりパルス A を受けてから、1 心拍前の心拍周期 R R の $1/n$ の時間だけスイッチ S W 1 を O N とし、最大値検出器 D T 3 よりパルス B を受けるまでの時間、すなわち図 6 に示す左心室駆出時間 E T を測定し、その測定値を出力する。

このようにして密閉空気式音センサ 1 0 の出力信号を信号処理回路により処理することにより各種の生体情報を得ることが出来る。

【 0 0 2 6 】

【発明の効果】

以上の説明より明らかなように、本発明の密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置は、気密性を有し柔軟なゴム、プラスチック、布等で製作されたシート状空気袋又は密閉キャビネットの中の空気圧を検出し電気信号に変換する無指向性マイクロホン又は圧力センサとよりなる密閉空気式音センサを使用し、密閉空気式音センサに空気の残留がある状態において、密閉空気式音センサの上に直にまたは寝具等を介して人体が乗った状態における空気圧を無指向性マイクロホン又は圧力センサにより検出することにより、人体の呼吸、心拍数（心拍周期）、セキやイビキを含む体動等の生体情報を人体の自由を損なうこと無く計測するようにした生体情報収集装置を実現したものである。

【 0 0 2 7 】

この測定期間の間、測定者は何らの拘束を受ける事無くベットに寝ているだけで良いのでその負担は、従来の装置に比較して大幅に軽減される。このため、本発明の密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置は、体力の衰えた高齢者や重い病人等にも長時間使用することが可能になる。

本発明の密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置に、近距離、遠距離通信手段を併用することで病院内入院患者モニタ、在宅治療中の患者モニタ用のみならず、健康人の睡眠時モニタとしても有用であり、無呼吸症候群や睡眠時不整脈などの検出にも応用できる。また、風邪やホルモン変化などの発熱に起因する心拍数、呼吸の変動観察も可能である。さらには、睡眠の深さ（R E M 睡眠、N O N R E M 睡眠）の判定も可能で、快適な目覚ましのタイミングも提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明に使用される密閉空気式音センサの一実施例の構成を示す図である。

【図 2】 本発明の密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置に使用される複数の空気室を持った密閉空気式音センサの実施例を示す説明図である。

【図 3】 本発明に使用される内部容積の変動可能な密閉キャビネットを使用した密閉空気式音センサの実施例を示す説明図である。

【図 4】 本発明の密閉空気式音センサを使用した生体情報収集装置の使用状態を示す図である。

【図 5】 密閉空気式音センサ 1 0 の無指向性マイクロホンの出力信号の一例を示したものである。

【図 6】 図 5 に示した密閉空気式音センサ 1 0 の無指向性マイクロホンの出力信号の中の、レベルが安定して小さく変動している部分（図 5 の丸で囲んだ部分）の信号を拡大した信号 S-1 と、同じ部分の信号を微分した信号 S 2 とを示したものである。

【図 7】 密閉空気式音センサ 1 0 出力信号を処理して各種の生体情報を得るための信号処理回路の一例を示すブロック線図である。

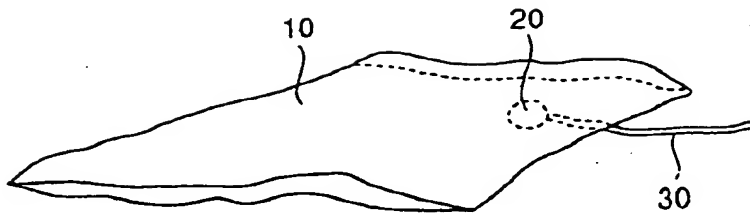
【符号の説明】

1 0・・・ゴム、プラスチック、布等で製作された空気袋又は金属、ゴム、プラスチック、木材等で作られた密閉キャビネット、 1 1, 1 2, 1 3, 1 4, 1 5, 1 6, 1 7, 1 8・・・空気室、 S P・・・密閉キャビネットの内部の空隙を保つためのバネ材、 2 0, 2 1, 2 2, 2 3, 2 4, 2 5, 2 6, 2 7, 2 8・・・無指向性マイクロホン又は圧力センサ、 3 0, 3 1, 3 2, 3 3, 3 4, 3 5, 3 6, 3 7 3 3 8・・・信号を送出するリード線、 4 0, 4 1, 4 2, 4 3, 4 4・・・空気室に接続されたホース、 5 0・・・生体情報収集して処理する情報処理装置、 6 0・・・生体情報を収集される人が使用するベット、 7 0・・・生体情報を収集される人、 8 0・・・生体情報を収集される人が使用する枕、 P T・・・密閉空気式音センサ 1 0 の無指向性マイクロホン、 L V・・・レベル検出回路、

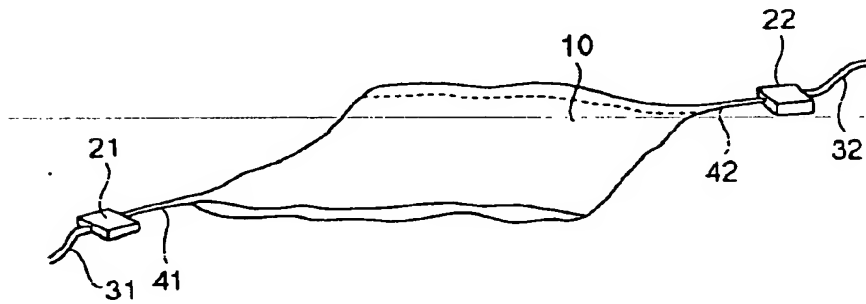
LP . . . ローパスフィルター, DF . . . 微分増幅器, DT
1, DT 2, DT 3 . . . 、最大値検出器, CU 1, CU 2, CU 3 . . .
カウンタ, TM 1, TM 2, TM 3, TM 4 . . . タイマー, SW
1 . . . スイッチ, M 1 . . . メモリー, DV . . . 減衰器

【書類名】 図面

【図 1】

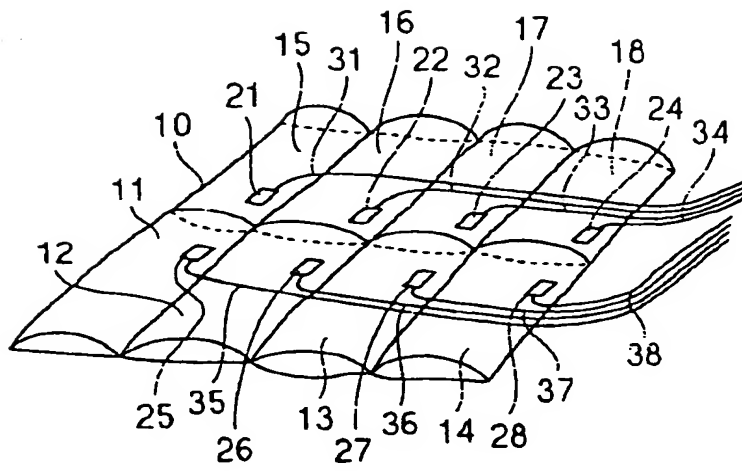


(a)

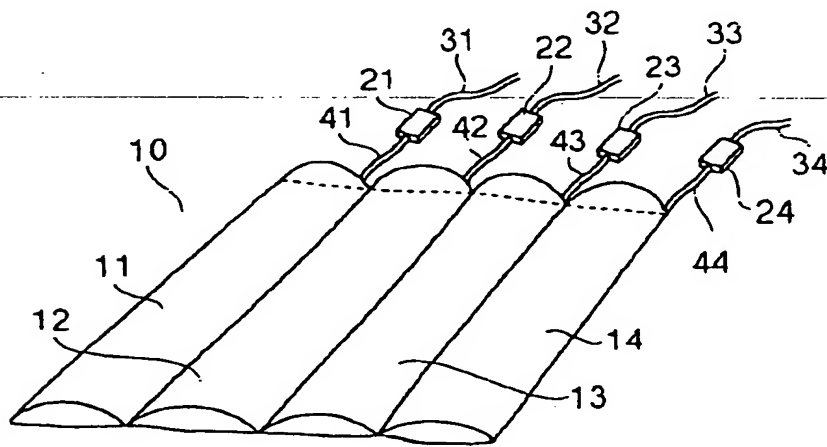


(b)

【図 2】

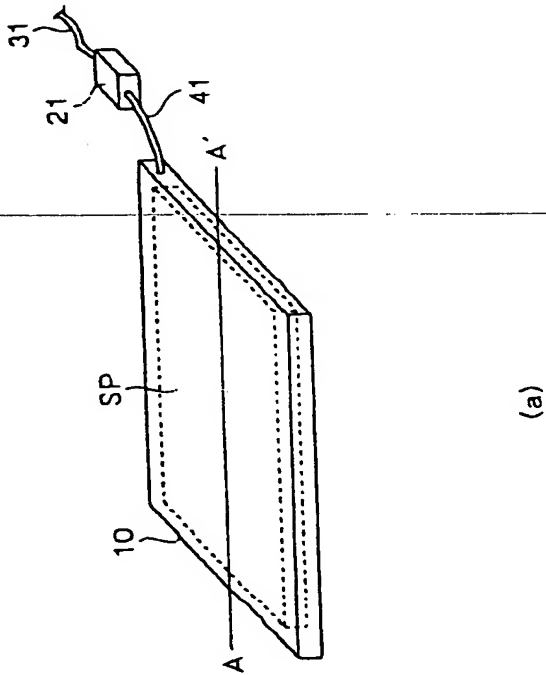
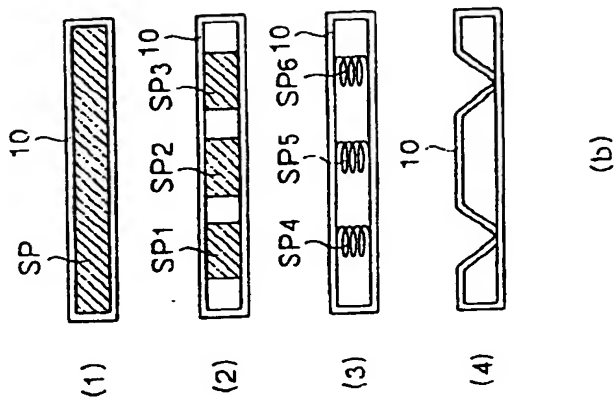


(a)

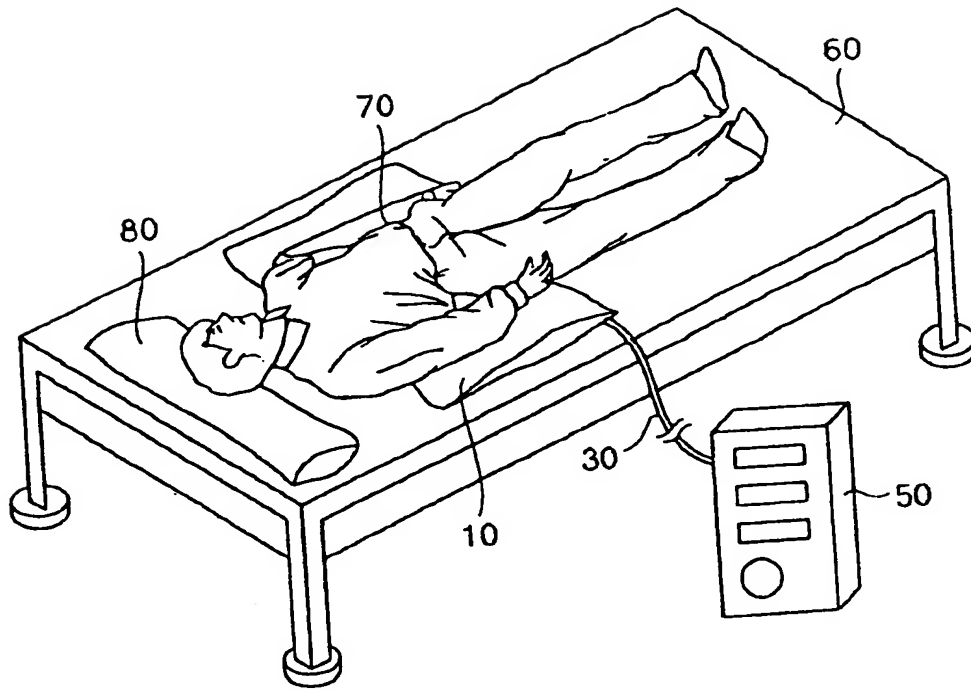


(b)

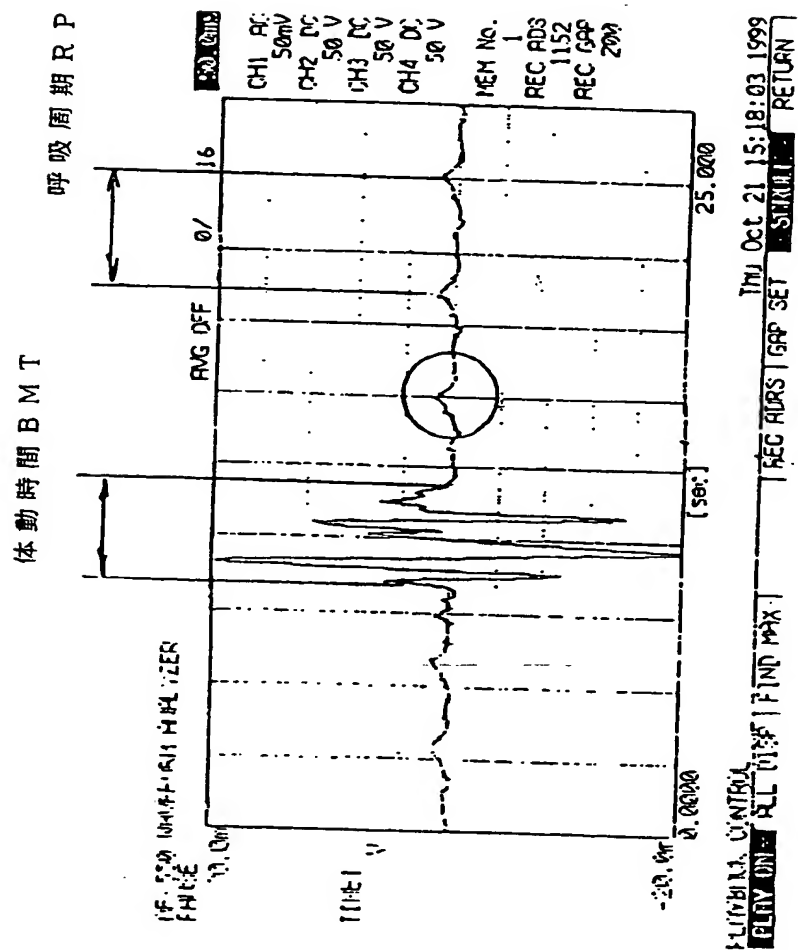
【図 3】



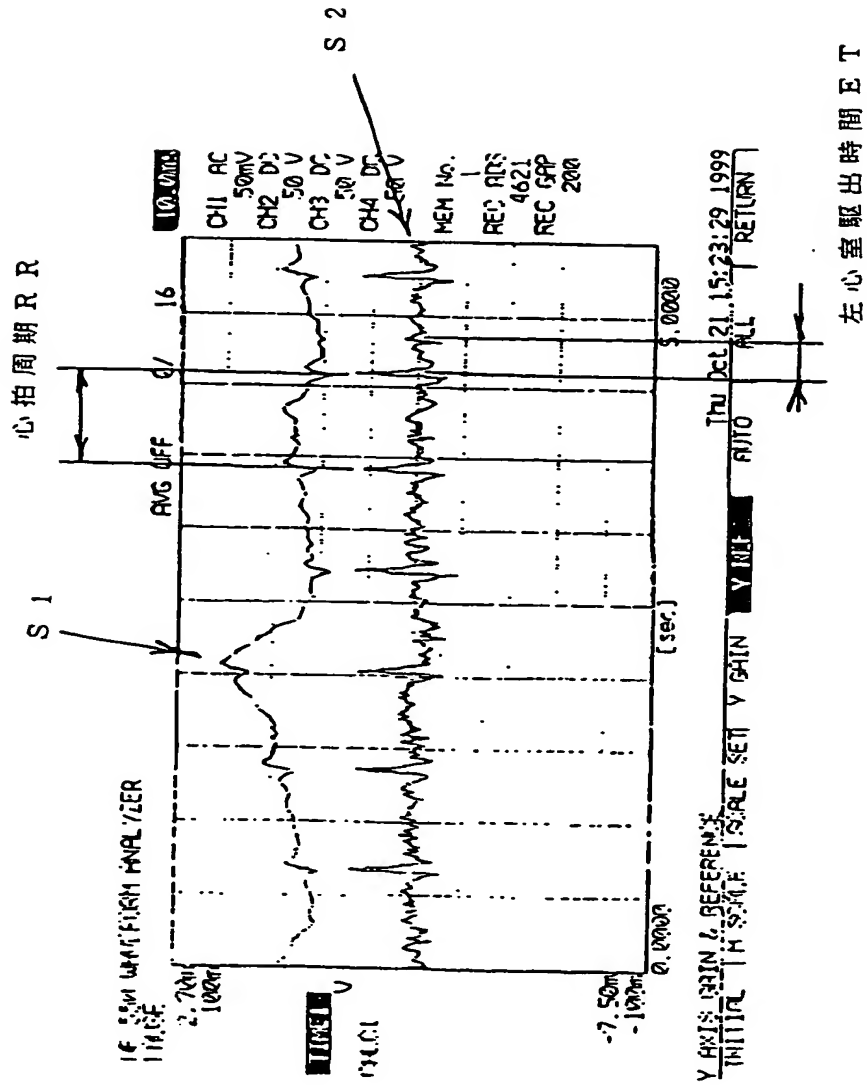
【図 4】



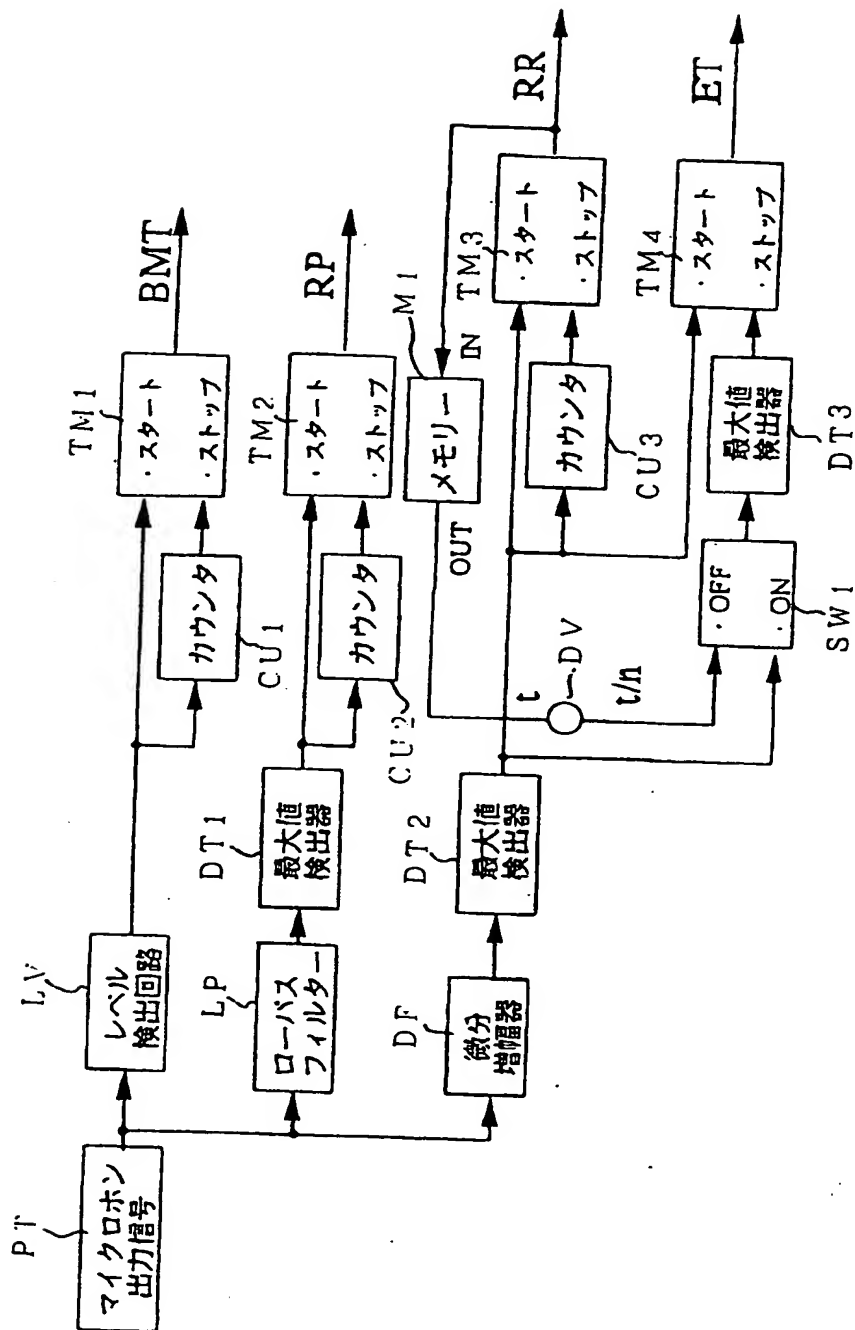
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 従来の生体情報収集装置では直接生体に電極を貼り付けリード線を介し測定が行われるため長時間にわたり正確な情報が収集出来ないだけでなく、リード線などのために人体の自由が損なわれる。又、これらの問題の解決のために提案された装置は、生体の信号の検出に静電容量型センサを使用しているために、温度特性が悪く、低周波域で信号が変動するなどの制約を受けるという課題を有している。

【解決手段】 本発明は、気密性を有する柔軟なゴム、プラスチック、布等で製作された空気袋又は金属、ゴム、プラスチック、木材等で製作されたキャビネットの密閉空気式音センサを使用し、空気袋又は密閉キャビネット内に空気の残留がある状態において密閉空気式音センサの上に、人体が乗った状態における空気圧を無指向性マイクロホン又は圧力センサにより検出することにより、人体の呼吸、心拍数（心拍周期）、セキやイビキを含む体動等の生体情報を、人体の自由を損なうことなく計測出来るようにして従来装置の問題を解決したものである。

【選択図】 図 1

【書類名】 出願人名義変更届

【あて先】 特許庁長官殿

【事件の表示】

【出願番号】 平成11年特許願第332842号

【承継人】

【住所又は居所】 東京都品川区北品川 5 - 1 3 - 7

【氏名又は名称】 株式会社エル・エイチ・ラボ

【承継人代理人】

【識別番号】 100062834

【弁理士】

【氏名又は名称】 高橋光男

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 081711

【納付金額】 4,600円

【その他】 平成 1 2 年 4 月 2 1 日付包括委任状提出書提出済

【プルーフの要否】 要

認定・付加情報

特許出願の番号	平成11年 特許願 第332842号
受付番号	50000505026
書類名	出願人名義変更届
担当官	後藤 正規 6395
作成日	平成12年 6月16日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成12年 4月21日
【手数料の表示】	
【納付金額】	4,200円
【承継人】	
【識別番号】	500114254
【住所又は居所】	東京都品川区北品川5-13-7
【氏名又は名称】	株式会社エル・エイチ・ラボ
【承継人代理人】	申請人
【識別番号】	100062834
【住所又は居所】	東京都品川区東五反田2丁目3番3号 東五反田 AMビル7階 高橋光男国際特許事務所
【氏名又は名称】	高橋 光男

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[599096020]

1. 変更年月日	1999年 7月 8日
[変更理由]	新規登録
住 所	東京都大田区東雪谷3-25-8
氏 名	高島 充

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [5 0 0 1 1 4 2 5 4]

- | | |
|----------|-----------------------|
| 1. 変更年月日 | 2 0 0 0 年 3 月 1 0 日 |
| [変更理由] | 新規登録 |
| 住 所 | 東京都品川区北品川 5 - 1 3 - 7 |
| 氏 名 | 株式会社エル・エイチ・ラボ |
| 2. 変更年月日 | 2 0 0 0 年 8 月 2 8 日 |
| [変更理由] | 名称変更 |
| 住 所 | 東京都品川区北品川 5 - 1 3 - 7 |
| 氏 名 | 株式会社エム・アイ・ラボ |
-